

Раздел II. Медицинская диагностика и терапия

УДК 612.82:51-76

В.П. Омельченко, И.О. Михальчик

НЕЛИНЕЙНЫЙ АНАЛИЗ РИТМИЧЕСКИХ СОСТАВЛЯЮЩИХ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ЧЕЛОВЕКА В НОРМЕ

Описаны результаты исследования основных ритмов электроэнцефалограмм здоровых испытуемых в рамках теории динамического хаоса. Для всех ритмов определена величина задержки τ , корреляционной размерности D_C , построены фазовые портреты по методу задержанных координат и рекуррентные диаграммы. На основании результатов выяснены следующие различия нелинейной динамики ритмических компонентов ЭЭГ. Дельта-активность имеет самое высокое значение времени задержки и наименьшее значение корреляционной размерности. Это в сумме с результатами визуальной оценки рекуррентных диаграмм позволяет судить о наименьшей сложности дельта-активности относительно других компонентов ЭЭГ. С повышением частоты временная задержка τ уменьшается. Корреляционная размерность D_C , напротив, возрастает и достигает максимума для бета-ритма. Это подтвердилось и при рассмотрении рекуррентных диаграмм. Из вышесказанного следует, что системы, порождающие различные ритмические компоненты, имеют разную сложность, которая повышается с ростом частоты колебаний биоэлектрической активности.

Электроэнцефалограмма; ритмы ЭЭГ; корреляционная размерность; фазовые портреты; рекуррентные диаграммы.

V.P. Omelchenko, I.O. Mihalchich

NONLINEAR ANALYSIS OF NORMAL HUMAN ELECTROENCEPHALOGRAM RHYTHMIC COMPONENTS

The article describes the research results of basic rhythms of healthy subjects' EEG in the framework of the dynamical chaos theory. The delay τ , the correlation dimension D_C are determined for all rhythms. Phase portraits and recurrent charts are built using the method of delayed coordinates. The nonlinear dynamics differences of the EEG rhythmic components are found on the basis of the obtained results. Delta activity has the highest time delay and the lowest value of the correlation dimension and combined with the results of recurrent chart visual evaluation it results in the smallest complexity delta activity relative to other components of the EEG. The time delay τ is reduced with frequency increase. The correlation dimension D_C , on the contrary, increases and reaches its maximum for the beta rhythm. This is confirmed considering recurrent charts. It follows from the above that systems generating various rhythmic components have different complexity increasing with the bioelectrical activity frequency oscillation.

Electroencephalogram; EEG rhythms; correlation dimension; phase portraits; recurrence plots.

Организм человека является целостной саморегулируемой динамической системой, функционирующей в условиях тесного взаимодействия с окружающей средой. Точно предсказать поведение такой системы не представляется возможным, поскольку в ее работе всегда присутствует доля хаоса. Доказано, что проявления деятельности многих систем человеческого организма, в том числе биоэлек-

трическая активность мышц, сердца и головного мозга, представляют собой детерминировано-хаотические процессы [1, 2, 3]. Применение методов в рамках теории динамического хаоса дает возможность получить новые сведения о подобных системах и дать оценку их сложности и степени предсказуемости.

Распространенным и хорошо зарекомендовавшим себя методом функционального исследования головного мозга является электроэнцефалография. Электроэнцефалограмма (ЭЭГ) рассматривается как суммарная биоэлектрическая активность всех задействованных в данный момент времени нейронов. Традиционно при клинической интерпретации на ЭЭГ выделяют ритмические компоненты разной амплитуды и частоты – ритмы ЭЭГ (альфа-, бета-, дельта- и тета-ритмы [4]). Преобладающим типом ритмической активности ЭЭГ здорового человека в состоянии пассивного бодрствования (глаза закрыты, пациент полностью расслаблен, отсутствует двигательная и мыслительная активность) является альфа-ритм частотой 8–13 Гц и амплитудой 20–100 мкВ. Бета-ритм (частота – 13–35 Гц, амплитуда – 5–15 мкВ) проявляется при умственных и физических нагрузках. Дельта-ритм (частота – 0,5–4 Гц, амплитуда до 50 мкВ) и тета-ритм (частота – 4–8 Гц, амплитуда – 25–35 мкВ) при бодрствовании у здорового человека не выражены, индекс этих ритмов не должен превышать 15 %, иначе такая ЭЭГ считается патологической.

Несмотря на широкое применение методов нелинейной динамики к исследованию электроэнцефалограмм, отдельные ритмы ЭЭГ с позиций теории детерминированного хаоса исследованы недостаточно. Известны лишь подобные исследования альфа-ритма [5, 6]. Однако исследование остальных ритмов представляется не менее интересным для выяснения полной картины поведения динамической системы головного мозга человека в целом и систем, порождающих каждый из ритмов. Поэтому целью нашей работы стало исследование основных ритмических составляющих ЭЭГ с позиций теории нелинейных динамических систем и выявление особенностей их нелинейной динамики.

В ходе исследования было проведено электроэнцефалографическое обследование десяти здоровых испытуемых в состоянии пассивного бодрствования. Электроды на поверхности головы располагались по международной схеме отведений «10-20», электроэнцефалографические сигналы отводились монополярно с использованием референтных ушных электродов при помощи электроэнцефалографа-анализатора ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» («Медиком МГД», Таганрог). Далее была произведена программная фильтрация ЭЭГ от артефактов и выделены отдельные ритмы. Из записей ритмов были выбраны отрезки длительностью около 30 с (8192 отсчета), которые затем подвергались исследованию в рамках теории динамических систем. Расчет нелинейнодинамических характеристик исследуемых временных рядов ЭЭГ и графические построения были произведены с помощью программного продукта Visual Recurrence Analysis (VRA) 4.9, автор – Евгений Кононов. Статистическая обработка численных характеристик нелинейной динамики ЭЭГ производилась в программе Statistica 6.0.

Как известно, головной мозг (ГМ) представляет собой сложную динамическую систему, входными параметрами которой является множество внешних воздействий на человеческий организм и внутренних процессов, протекающих внутри его органов и систем, а выходным можно считать суммарную биоэлектрическую активность его клеток – ЭЭГ.

Доказано [7], что имея временную последовательность всего одного выходного параметра системы $X(t)$, возможно восстановить некоторые свойства аттрактора (например, m и D_C). Для этого строится фазовый портрет системы в некотором фазовом пространстве, координатами в котором служат элементы самой по-

следовательности, сдвинутой относительно себя на некоторый интервал задержки τ : $Xp(t)=\{X(t), X(t+\tau), X(t+2\tau)\dots, X(t+(m-1)\tau)\}$. Параметрами такой реконструкции являются τ – интервал задержки (запаздывание) и m – размерность вложения (внедрения) выборки. Разработано несколько способов выбора параметров реконструкции, однако однозначного ответа, какой из них дает наиболее корректные результаты, нет [8].

В данной работе подбор оптимального интервала задержки производился по методу взаимной информации (Mutual information), разработанному Фразером и Суинни. В соответствии с ним для корректной реконструкции необходимо выбрать такую задержку τ , чтобы координаты $X(t)$ и $X(t+\tau)$ несли как можно меньше повторяющейся информации (т.е. были по возможности независимыми). В таком случае функция взаимной информации, имеющая вид (1), должна принимать минимальное значение (при абсолютной независимости данных координат обращаться в 0).

$$I(\tau) = -\sum_{h=1}^j \sum_{k=1}^j P_{hk}(\tau) \ln \frac{P_{hk}(\tau)}{P_h P_k}, \quad (1)$$

где P_h – вероятность нахождения в интервале значений с номером h , P_{hk} – вероятность того, что $X(t)$ находится в h -м интервале, а $X(t+\tau)$ – в k -ом.

Далее определялись размерность вложения m и корреляционная размерность D_C по следующему методу. Размерность вложения m последовательно наращивается с шагом 1, для каждого значения m определяется D_C и строится график зависимости $D_C(m)$. Значение m , начиная с которого D_C перестает изменяться, принимается за минимально достаточную размерность вложения, а соответствующее значение D_C – за корреляционную размерность исследуемой системы. Эти размерности позволяют судить о сложности процессов в системе.

Для качественного исследования нелинейной динамики ЭЭГ пользовались методом рекуррентных диаграмм. Они служат для выявления хаотичности либо наоборот периодичности процесса, а также для визуализации скрытых закономерностей в исследуемом временном ряде [9, 10].

По сути, рекуррентная диаграмма (РД) является графическим отображением матрицы рекуррентности (повторяемости) состояний системы, в которой расстояния между точками кодируются в виде градаций цвета. Каждому цвету ставится в соответствие определенная величина расстояния. Основная диагональ рекуррентной диаграммы, направленная под углом $\pi/4$, называется линией тождественности и состоит из точек с рекуррентностью, равной единице (или с нулевыми расстояниями).

На первом этапе нашего исследования были построены функции взаимной информации, по которым определялась величина интервала задержки τ для всех исследуемых ритмов во всех отведениях. В результате выяснилось, что альфа-ритму электроэнцефалограммы здоровых пациентов присуще значение временной задержки 6–7 отсчетов. Для бета-ритма оптимальный лаг составил от 2 до 4 отсчетов. Дельта-ритм характеризовался длительностью интервала запаздывания в пределах 10–12 отсчетов, а при исследовании тета-ритма наблюдалось самое высокое значение временного лага, составившее от 22 до 45 отсчетов в различных отведениях. Средние значения интервала задержки в отведениях O2-A2, O1-A1, C4-A2, C3-A1, Fp2-A2, Fp1-A1 представлены в таблице 1.

Затем были построены графики зависимости D_C от m , по насыщению которых были определены значения размерности внедрения m и корреляционной размерности D_C . На всех графиках был выявлен момент насыщения, ни один из них не возрастал монотонно, что говорило бы об абсолютной непредсказуемости про-

цесса. И хотя исследуемые процессы нельзя назвать полностью детерминированными, они контролируются конечным числом параметров, хотя и достаточно большим в некоторых случаях, что подтверждает присутствие детерминированного хаоса в динамических системах ГМ, генерирующих отдельные ритмические компоненты ЭЭГ.

В результате по значениям размерности вложения ритмические компоненты биоэлектрической активности ГМ распределились следующим образом (табл. 1).

Таблица 1

Результаты расчета нелинейных характеристик ЭЭГ здоровых пациентов и их статистической обработки ($p \leq 0,05$)

Отведения ЭЭГ		O2-A2	C4-A2	Fp2-A2	O1-A1	C3-A1	Fp1-A1	
Ритмы ЭЭГ	Нелинейный параметр и его оценки							
Дельта-ритм	Временная задержка, τ (отсчет)	M \pm	32,70 \pm	27,70 \pm	31,00 \pm	29,30 \pm	29,00 \pm	32,20 \pm
		m	0,29	0,11	0,18	0,14	0,12	0,21
		s	14,415	5,4985	9,2976	7,0875	6,0369	10,748
	Размерность внедрения, m	M \pm	6,40 \pm	5,60 \pm	6,50 \pm	6,30 \pm	5,90 \pm	6,00 \pm
		m	0,04	0,01	0,03	0,01	0,01	0,02
		s	2,0656	0,5164	1,4337	0,6749	0,7379	1,1547
Корреляционная размерность, D_C	M \pm	1,39 \pm	1,68 \pm	1,36 \pm	1,47 \pm	1,46 \pm	1,36 \pm	
	m	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	
	s	0,2588	0,4884	0,1906	0,2833	0,4193	0,1797	
Тета-ритм	Временная задержка, τ (отсчет)	M \pm	10,60 \pm	11,00 \pm	11,40 \pm	10,90 \pm	10,80 \pm	11,50 \pm
		m	0,01	0,02	0,01	0,02	0,02	0,02
		s	0,5164	0,9428	0,6992	0,9944	0,9189	0,8498
	Размерность внедрения, m	M \pm	3,50 \pm	4,20 \pm	3,70 \pm	3,40 \pm	4,70 \pm	3,60 \pm
		m	0,01	0,04	0,03	0,01	0,04	0,02
		s	0,527	2,0976	1,3375	0,5164	2,2136	0,9661
Корреляционная размерность, D_C	M \pm	3,03 \pm	2,79 \pm	2,90 \pm	3,10 \pm	2,70 \pm	2,87 \pm	
	m	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	
	s	0,3126	0,5335	0,4085	0,3649	0,385	0,4483	
Альфа-ритм	Временная задержка, τ (отсчет)	M \pm	6,00	6,20 \pm	6,20 \pm	6,10 \pm	6,20 \pm	6,20 \pm
		m	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
		s	0	0,4216	0,4216	0,3162	0,4216	0,4216
	Размерность внедрения, m	M \pm	5,80 \pm	6,50 \pm	5,40 \pm	6,60 \pm	5,80 \pm	5,90 \pm
		m	0,03	0,02	0,01	0,03	0,02	0,01
		s	1,4757	0,8498	0,5164	1,6465	1,1353	0,7379
Корреляционная размерность, D_C	M \pm	4,52 \pm	4,88 \pm	4,36 \pm	4,57 \pm	4,55 \pm	4,58 \pm	
	m	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	
	s	0,4882	0,2594	0,4062	0,6085	0,4746	0,5157	
Бета-ритм	Временная задержка, τ (отсчет)	M \pm	3,50 \pm	3,60 \pm	3,20 \pm	3,50 \pm	3,50 \pm	3,50 \pm
		m	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01	0,01
		s	0,527	0,5164	0,4216	0,527	0,527	0,527
	Размерность внедрения, m	M \pm	8,40 \pm	7,90 \pm	8,60 \pm	9,10 \pm	8,60 \pm	7,40 \pm
		m	0,03	0,04	0,06	0,03	0,03	0,04
		s	1,5776	1,8529	2,8752	1,5951	1,3499	1,8974
Корреляционная размерность, D_C	M \pm	6,84 \pm	5,96 \pm	7,08 \pm	6,64 \pm	6,47 \pm	6,07 \pm	
	m	0,02	0,01	0,02	0,01	0,01	0,03	
	s	1,0344	0,6565	0,8698	0,6015	0,5671	1,3042	

Самая высокая размерность вложения наблюдалась у бета-ритма, ее значения для этого ритма расположились в интервале от 6 до 14. Альфа-ритм показал размерность вложения немного ниже - от 4 до 10. Для дельта- и тета-ритмов определенная размерность вложения находилась в пределах 5–10 и 3–9 соответственно.

Статистические оценки значений корреляционной размерности выделенных из ЭЭГ ритмов также доступны для ознакомления в табл. 1. Как выяснилось, самую низкую корреляционную размерность имел самый низкочастотный из ритмов ЭЭГ – дельта-ритм. Значения D_C этого ритма для различных отведений ЭЭГ колеблются около 1,5. Выше значения корреляционной размерности у тета-ритма – около 2,9. Еще более высокая корреляционная размерность по результатам нашего исследования наблюдалась у альфа-ритма ЭЭГ, ее значение составило около 4,6. И, наконец, самую высокую размерность D_C продемонстрировал бета-ритм с усредненным результатом по всем отведениям около 6,4.

Результаты построения фазовых портретов ритмов ЭЭГ представлены на рис. 1. Очевидно, что альфа- бета- и тета-ритмы имеют фазовые портреты довольно упорядоченные, стягивающиеся к центру, практически идеально круглой формы. Фазовый портрет дельта-ритма резко отличается от выше описанного. Четко упорядоченной структуры здесь не наблюдается. Весь портрет исчерчен ломаными линиями, он значительно больше растянут по диагонали под углом 45° .

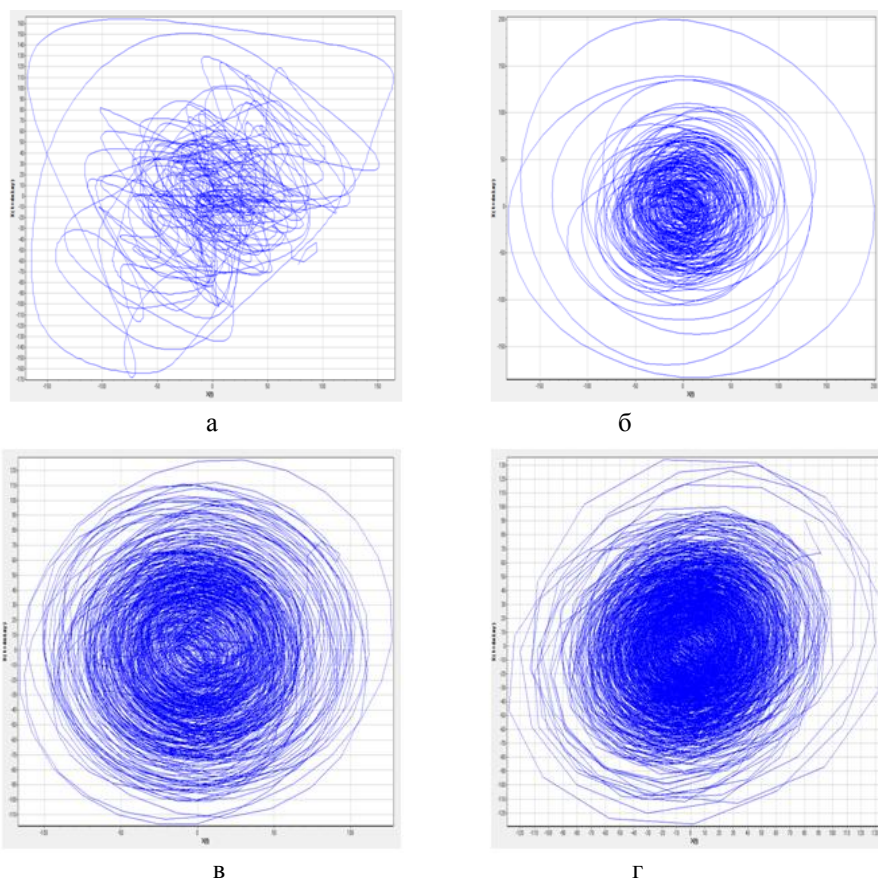


Рис. 1. Фазовые портреты ритмов ЭЭГ (центрального отведения С3-А1):
а – дельта-ритма; б – тета-ритма; в – альфа-ритма; г – бета-ритма

С рекуррентными диаграммами исследуемых частотных компонентов ЭЭГ можно ознакомиться на рис. 2.

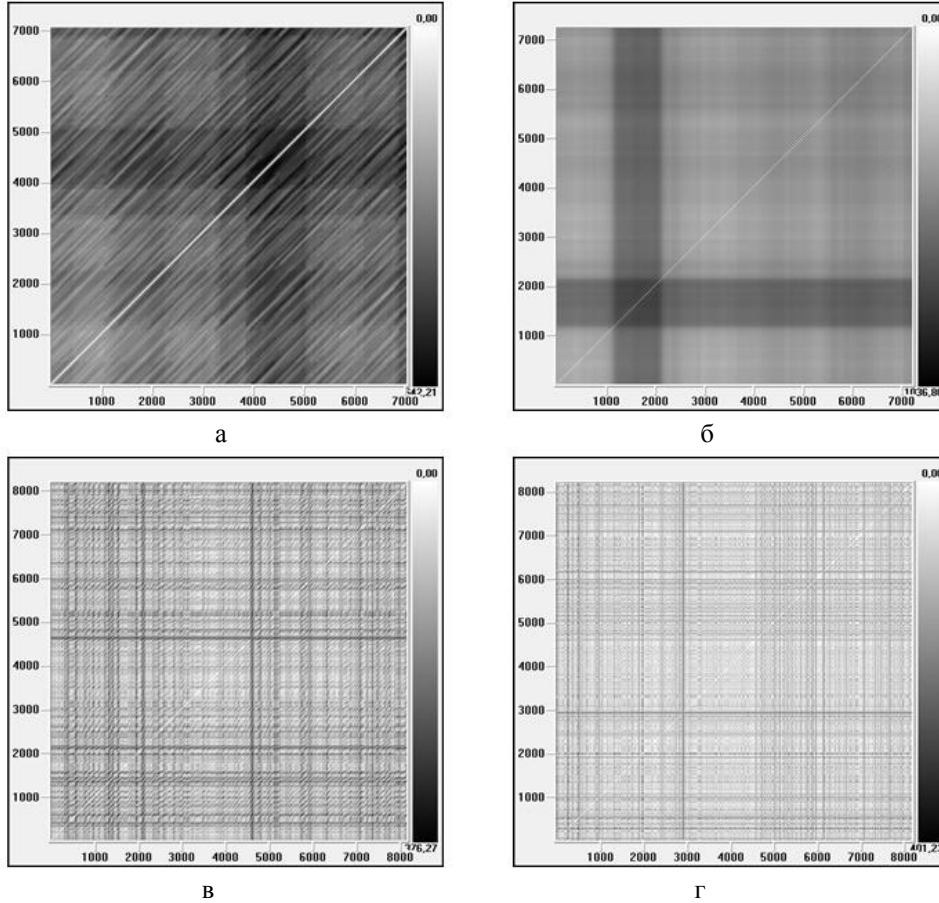


Рис. 2. Рекуррентные диаграммы ритмов ЭЭГ (центрального отведения):
 а – дельта-ритма; б – тета-ритма; в – альфа-ритма; г – бета-ритма

На рекуррентных диаграммах ритмических компонентов ЭЭГ (рис. 2) есть признаки как хаотических, так и детерминированных процессов: наблюдаются как участки с равномерным распределением точек разной окраски (признак хаотического процесса), так и диагональные структуры различной выраженности и протяженности (признак детерминированности [9]).

И если для бета-ритма на РД присутствуют лишь короткие, тонкие, едва заметные диагональные линии, то на РД альфа- и тета-ритмов эти структуры уже отчетливо просматриваются, а для дельта-ритма РД вся состоит из длинных четко выраженных диагональных полос, протягивающихся практически через всю РД.

Из вышесказанного можно заключить, что все исследованные ритмы ЭЭГ проявляют свойства детерминированного хаоса. Различные соотношения хаотичности/детерминированности и сложности составляют особенности нелинейной динамики ритмических составляющих биоэлектрической активности головного мозга здорового испытуемого. Показано, что самой низкой сложностью обладает система, порождающая дельта-ритм. Наоборот, наиболее сложной оказалась система генерации бета-ритма.

Полученные результаты позволяют с уверенностью говорить о том, что ритмы ЭЭГ генерируются нелинейно-динамическими функциональными системами ГМ человека с различной степенью сложности и упорядоченности. Данные представленной работы могут являться основанием для будущих исследований методами нелинейной динамики ритмов ЭЭГ, в том числе при различных функциональных состояниях мозга и при патологиях.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Сидоренко А.В., Солонович Н.А., Селицкий А.П.* Информационно-измерительная система для оценки динамики функционального состояния мозга и сердца // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. – 2007. – № 6. – С. 18-21.
2. *Андреева А.В., Галишиников Р.М.* Интеллектуальная обработка электромиографического сигнала на основе методов нелинейной динамики // Сборник материалов V Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине». Т. 1. – Троицк, 2012. – С. 70-72.
3. *Семёнова Н.Ю., Захаров В.С.* Анализ корреляционной размерности данных ЭЭГ при эпилепсии у детей // Нелинейный мир. – 2010. – № 3. – С. 180-188.
4. *Кропотов Ю.Д.* Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия: Пер. с англ. / Под ред. В.А. Пономарева. – Донецк: Издатель Заславский А.Ю., 2010. – 512 с.
5. *Николаева Д.А.* Применение метода оценки корреляционной размерности для анализа ЭЭГ человека с заболеванием эпилепсии // Дифференциальные уравнения и процессы управления. – 2009. – № 2. Режим доступа: URL: <http://www.math.spbu.ru/diffjournal/pdf/dagina.pdf> (дата обращения: 12.05.2014).
6. *Эйдукайтис А.С., Яценко М.В.* Корреляционная размерность в анализе ЭЭГ // Сборник тезисов докладов Первой Национальной Конференции «Информационно-вычислительные технологии в решении фундаментальных научных проблем и прикладных задач химии, биологии, фармацевтики, медицины». – М.: Научный и учебный методический центр, 2002. – С. 157-158.
7. *Takens F.* Detecting strange attractors in turbulence // Lecture Notes in Mathematics. – 1981. – Vol. 898. – P. 366-381.
8. *Майоров О.Ю., Фенченко В.Н.* Метод русел и джокеров в исследовании биоэлектрической активности мозга // Клиническая информатика и телемедицина. – 2012. – Т. 8. – Вып. 9. – С. 17-22.
9. *Владимирский Э.И., Исмаилов Б.И.* Синергетические методы управления хаотическими системами. – Баку: ELM, 2011. – 240 с.
10. *Nasibeh Talebi, Ali Motie Nasrabadi.* Recurrence Plots for Identifying Memory Components in Single-Trial EEGs // Brain Informatics. Lecture Notes in Computer Science. – 2010. – Vol. 6334. – P. 124-132.

REFERENCES

1. *Sidorenko A.V., Solonovich N.A., Selitskiy A.P.* Informatsionno-izmeritel'naya sistema dlya otsenki dinamiki funktsional'nogo sostoyaniya mozga i serdtsa [Information-measuring system for the assessment of the functional state of the brain and heart], *Biomeditsinskie tekhnologii i radioelektronika* [Biomedical technology and electronics], 2007, No. 6, pp. 18-21.
2. *Andreeva A.V., Galishnikov R.M.* Intellektual'naya obrabotka elektromiograficheskogo signala na osnove metodov nelineynoy dinamiki [Intelligent processing of EMG signal on the basis of methods of nonlinear dynamics], *Sbornik materialov V Troitskoy konferentsii «Meditsinskaya fizika i innovatsii v meditsine»* [Proceedings of the fifth Trinity conference "Medical physics and innovations in medicine"]. Vol. 1. Troitsk, 2012, pp. 70-72.
3. *Semenova N.Yu., Zakharov V.S.* Analiz korrelyatsionnoy razmernosti dannykh EEG pri epilepsii u detey [Analysis of the correlation dimension of EEG data in epilepsy in children], *Nelineynyy mir* [Nonlinear World], 2010, No. 3, pp. 180-188.

4. *Kropotov Yu.D.* Kolichestvennaya EEG, kognitivnye vyzvannye potentsialy mozga cheloveka i neyroterapiya [Quantitative EEG, cognitive evoked potentials of the human brain and neurotherapy]: Per. s angl. Donetsk: Izdatel' Zaslavskiy A.Yu., 2010, 512 p.
5. *Nikolaeva D.A.* Primenenie metoda otsenki korrelyatsionnoy razmernosti dlya analiza EEG cheloveka s zabolevaniem epilepsii [Application of method of estimation of the correlation dimension for the analysis of EEG of a person with the disease of epilepsy], *Differentsial'nye uravneniya i protsessy upravleniya* [Differential equations and control processes], 2009, No. 2. Available at: <http://www.math.spbu.ru/diffjournal/pdf/darina.pdf> (accessed: 12 May 2014).
6. *Eydukaytis A.S., Yatsenko M.V.* Korrelyatsionnaya razmernost' v analize EEG [The correlation dimension of the EEG analysis], *Sbornik tezisov dokladov Pervoy Natsional'noy Konferentsii «Informatsionno-vychislitel'nye tekhnologii v reshenii fundamental'nykh nauchnykh problem i prikladnykh zadach khimii, biologii, farmatsevtiki, meditsiny»* [The book of abstracts of the First National Conference on Information and computing technology in the solution of fundamental scientific problems and butt-tasks of chemistry, biology, pharmacology, medicine"]. Moscow: Nauchnyy i uchebnyy metodicheskiy tsentr, 2002, pp. 157-158.
7. *Takens F.* Detecting strange attractors in turbulence, *Lecture Notes in Mathematics*, 1981, Vol. 898, pp. 366-381.
8. *Mayorov O.Yu., Fenchenko V.N.* Metod rusel i dzhokerov v issledovanii bioelektricheskoy aktivnosti mozga [Method riverbeds and jokers in the study of the bioelectric activity of the brain], *Klinicheskaya informatika i telemeditsina* [Clinical Informatics and telemedicine], 2012, Vol. 8, Issue 9, pp. 17-22.
9. *Vladimirskiy E.I., Ismaylov B.I.* Sinergeticheskie metody upravleniya khaoticheskimi sistemami [Synergistic methods of control of chaotic systems]. Baku: ELM, 2011, 240 p.
10. *Nasibeh Talebi, Ali Motie Nasrabadi.* Recurrence Plots for Identifying Memory Components in Single-Trial EEGs, *Brain Informatics. Lecture Notes in Computer Science*, 2010, Vol. 6334, pp. 124-132.

Статью рекомендовал к опубликованию к.т.н., профессор А.В. Литвин.

Омельченко Виталий Петрович – Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Ростовский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения России; e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru; 344010, г. Ростов-на-Дону, пр. Ворошиловский, 40/128, кв. 55; тел.: +79045046099; кафедра медицинской и биологической физики; зав. кафедрой, д.б.н.; профессор.

Михальчич Ирина Олеговна – e-mail: irisa-irisa@bk.ru; 346779, ул. Пролетарская, 29, кв. 17, с. Кулешовка, Азовский р-он, Ростовская обл.; тел.: +79614016622; кафедра медицинской и биологической физики; старший лаборант.

Omelchenko Vitaly Petrovich – Public budgetary educational institution of higher education "Rostov state medical university" of Ministry of Health of Russia; e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru; 40/128, Voroshilovsky Ave., quarter 55 Rostov-on-Don, 344010, Russia; phone: +79045046099; the department of medical and biological physics; dr. of biolog. sc.; professor.

Mihalchich Irina Olegovna – e-mail: irisa-irisa@bk.ru; 346779, 29, Proletarskaya street, quarter 17, Kuleshovka village, Azov area, Rostov Region, Russia; phone: +79614016622; the department of medical and biological physics; senior laboratory assistant.